





View-to-view image correction for object motion

Patent number: FR2602602
Publication date: 1988-02-12
Inventor: NOWAK DAVID JAMES
Applicant: GEN ELECTRIC (US)
Classification:
 - international: G06F15/66; G06F15/42; A61B6/03; G01T1/166
 - european: G01T1/29D4; G06T11/00T
Application number: FR19870010784 19870730
Priority number(s): US19860895316 19860811

Also published as:

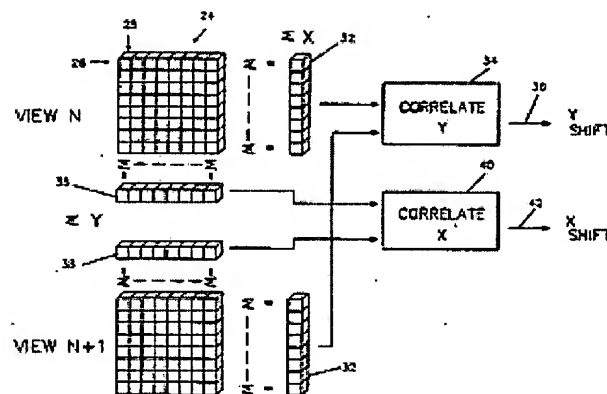
 US4858128 (A)
 JP63088688 (A)
 GB2194870 (A)
 DE3726595 (A)

Report a data error he

Abstract not available for FR2602602

Abstract of corresponding document: **US4858128**

An imaging system of a type producing a plurality of X-Y matrices representing projection views of an object for later reconstruction using parts of a plurality of the views employs correlation techniques for determining the amount of motion along X and Y axes. The detected motion may be removed by suitably shifting later data to align it with earlier data, or vice versa. In one embodiment, all brightness values parallel to the X axes of two views are summed to develop two one-dimensional arrays containing information about the brightness patterns in the Y direction. One of the two one-dimensional arrays is shifted, and the two one-dimensional arrays multiplied, pixel-by-pixel, and the products are summed to provide a measure of similarity between the brightness patterns in the one-dimensional arrays. Repeated shifts produce a correlation function the shift position of whose maximum is a good approximation of the amount of motion occurring between the two views. The detected motion may be used to alert the operator that the data is faulty or to permit automatic alignment of all data from a scan. An identical process may be performed along the Y axis to detect and correct motion along the X axis, in certain restricted cases.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

THIS PAGE BLANK (USPTO)

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 602 602

②1 N° d'enregistrement national :

87 10784

⑤1 Int Cl^{*} : G 06 F 15/66, 15/42 // A 61 B 6/03; G 01 T 1/166.

①2

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 30 juillet 1987.

③0 Priorité : US, 11 août 1986, n° 895 316.

④3 Date de la mise à disposition du public de la demande : BOPI « Brevets » n° 6 du 12 février 1988.

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : General Electric Company. — US.

⑦2 Inventeur(s) : David James Nowak.

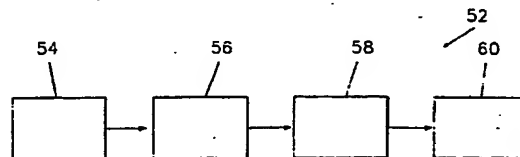
⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : Alain Catherine.

⑤4 Dispositif et procédé de correction d'image vue à vue pour le mouvement d'un objet.

⑤7 Un système d'imagerie produisant une multitude d'ensembles X-Y représentant des vues en projection d'un objet pour reconstruction ultérieure en utilisant des parties des vues emploie des techniques de corrélation pour déterminer le mouvement suivant les axes X et Y. Le mouvement détecté peut être éliminé en procédant au décalage 58 d'une donnée ultérieure pour l'aligner à une donnée antérieure, ou vice versa. Dans un mode de réalisation, toutes les valeurs de brillance parallèles à l'axe X des deux vues sont additionnées pour développer deux ensembles à une dimension contenant une information sur les diagrammes de brillance dans la direction Y. L'un des deux diagrammes est décalé, et les deux ensembles sont multipliés, élément par élément, et les produits additionnés pour fournir une mesure de la similarité entre les diagrammes. Des décalages répétés produisent une fonction de corrélation, la position de décalage du maximum étant une bonne approximation du mouvement produit entre les deux vues. On peut utiliser les mouvements détectés pour signaler à l'opérateur que la donnée est défectueuse ou pour permettre

un alignement automatique de toutes les données d'un balayage. On peut exécuter un processus identique pour l'axe Y. Application aux systèmes d'imagerie, par exemple à l'imagerie par tomographie informatique aux rayons-X.



1

La présente invention concerne l'imagerie et, plus particulièrement, la détection du mouvement d'un objet, et sa correction, dans un système d'imagerie où des vues successives sont prises à partir de positions différentes, chacune représentant une projection à deux dimensions de l'objet à trois dimensions.

Bien qu'on puisse employer la présente invention dans d'autres types de systèmes d'imagerie tels que, par exemple dans l'imagerie radiographique à tomographie informatique, le mémoire suivant est relatif au cas d'un système tomographique à émission dans le but d'en rendre la description plus concrète .

Un type de système tomographique à émission présentant de l'intérêt est le système de tomographie informatique à une seule émission de photons (TISEP), dans lequel un émetteur de rayons gamma de faible niveau est injecté dans le corps d'un patient. L'émetteur classique de rayons-gamma est d'un type qui se propage préférentiellement vers un organe dont on doit produire l'image. Un détecteur de rayons-gamma, plan, de grande surface, détecte les rayons-gamma émis par le corps perpendiculairement à son plan. Cette information est stockée numériquement sous forme d'une image dans un réseau $M \times N$ d'éléments appelés pixels ou éléments d'image. Les valeurs de M et N sont conventionnel-

lement égales l'une à l'autre, et sont couramment de 64 ou 128 unités, ou pixels, dans les deux dimensions de l'image.

Un système TISEP emploie une multitude de vues, chacune étant prise en plaçant un détecteur parallèlement à un axe fixe, et suivant un certain angle par rapport à cet axe. L'angle est incrémenté par étapes égales entre les vues. Les images ainsi captées sont traitées sur ordinateur afin de construire des images de tranches transaxiales du corps. Le traitement informatique utilise des parties de chacune des vues se succédant pour reconstruire chaque tranche transaxiale. Si le corps dont on fait une image change de position entre des vues successives, la donnée due à une vue n'est pas en alignement avec les données provenant d'autres vues. Il en résulte que les images reconstruites à partir des données peuvent être floues, ou contenir des éléments de distorsion dans le processus d'imagerie qui ne représentent pas les caractéristiques réelles de l'objet examiné.

Afin de réduire au minimum le dosage du rayonnement auquel le patient est exposé, les matériaux injectés qui émettent des rayons-gamma ont une radioactivité relativement faible. Il en résulte que la production de chaque vue nécessite un temps important, tel que, par exemple, 40 secondes environ. Si l'on souhaite prendre un total de 64 vues sur un arc de 360° , celles-ci étant espacées d'environ $5,6^\circ$, il faut alors environ 40 minutes pour compléter le processus complet d'imagerie. Un flou ou une distorsion peut se produire lorsque le corps examiné se déplace d'une distance de l'ordre d'un élément d'image. Un élément d'image typique a une surface d'environ $1/2 \text{ cm}^2$. L'immobilisation du corps humain sur une surface de moins d'un demi centimètre carré pendant une durée de 40 minutes est difficile à obtenir, voire impossible. C'est pourquoi il est courant qu'on assiste à un mouvement du corps et à la dégradation qui en résulte pour les images.

On peut détecter l'existence du mouvement du corps à partir de la donnée enregistrée dans une procédure dite à enregistrement en mode vertical, dans laquelle on affiche l'ensemble des vues dues au balayage, l'une après l'autre, afin de créer une image simulée de cinéma à partir de laquelle l'opérateur peut observer s'il s'est produit une valeur inacceptable du mouvement du corps pendant la collecte des données. Cette technique est fondamentalement une technique de contrôle de qualité permettant de déterminer si la donnée recueillie est utilisable. Si la donnée n'est pas utilisable, l'alternative est soit de décompter de façon appropriée les données d'image recueillies pendant l'interprétation des images soit de répéter la collecte des données. Cette technique n'apporte pas un moyen permettant de corriger les données pour éliminer les erreurs dues au mouvement. De plus, la détermination qu'effectue l'opérateur est au moins en partie subjective et donc encline aux erreurs.

Une autre façon de détecter le mouvement du corps est appelée sinogramme, à savoir une image créée en affichant la donnée recueillie qu'on utilise ultérieurement pour construire une tranche transaxiale. L'opérateur se base sur l'observation des éléments façonnés du mouvement du corps en détectant visuellement certaines distorsions dans l'image du sinogramme. Comme avec l'enregistrement en mode vertical, il s'agit là avant tout d'une technique de contrôle de qualité, qui ne permet pas la correction des erreurs dues au mouvement. Celle-ci souffre similairement de l'obligation de procéder à des jugements subjectifs de la part de l'opérateur.

Une autre technique, telle que celle décrite, par exemple, dans un article de J.S. Fleming intitulée "A Technique for Motion Correction in Dynamic Scintigraphy" (Technique de correction du mouvement dans la Scintigraphie dynamique) paru dans la revue European Journal of Nuclear

Medicine (1984) volume 9, pages 397-402, fait appel à des sources ponctuelles d'émission de rayons-gamma qui sont appliqués au corps dont on fait l'imagerie. Les sources ponctuelles font l'objet d'une imagerie en même temps que le

5 reste du corps. Le mouvement détecté des sources ponctuelles peut être utilisé dans une procédure de contrôle de qualité et fournir des données suffisantes pour appliquer des facteurs de correction manuelle à certaines des données affectées. Cette technique souffre de l'inconvénient que la

10 présence des sources ponctuelles augmente le dosage du rayonnement auquel le corps est soumis. De plus, pendant la collecte des données sur un cercle complet, les sources ponctuelles sont parfois situées à des positions où le corps les cache du réseau de détecteurs. La traversée du corps

15 peut atténuer fortement le rayonnement gamma, dégradant l'aptitude à situer les sources ponctuelles.

Une technique automatique de correction de mouvement dans un système angiographique est décrite dans un article de Alain Venot et V. LeClerk intitulé "Automated

20 Correction of Patient Motion and Gray Values Prior to Subtraction in Digitized Angiography", (Correction automatique du mouvement d'un patient et valeurs de gris avant soustraction dans l'angiographie numérisée), paru dans la revue IEEE Transactions of Medical Imaging, Volume M1-3, N° 4, Décembre

25 1984, pages 179-186. Cette technique maximalise un critère de changement de signe déterministe par rapport à deux décalages en translation et une valeur constante. Lorsque les décalages et la valeur constante sont tels que l'image résultante, exempte de bruit, est proche de zéro, tout bruit

30 dans l'image produit un décalage du signal, soit positif, soit négatif par rapport à zéro. Au signal zéro (bruit seulement), la probabilité du passage du signal du signe plus au signe moins ou vice versa est 0,5. Cela produit le nombre maximum de changements de signe. Les valeurs non-optimum du critère placent l'image résultante plus loin du

35

zéro et le bruit superposé donne une probabilité réduite de la production d'un changement de signe. Ainsi, la maximisation du changement de signe compense le mieux le mouvement du patient.

5 Un autre article de Manbir Singh et al, intitulé
"A Digital Technique for Accurate Change Detection in
Nuclear Medical Images - With Application to Myocardial
Perfusion Studies Using Thallium-201" (Technique numérique
10 médicales nucléaires - avec applications aux études de
perfusion du myocarde utilisant le Thallium-201), paru dans
la revue IEEE Transactions on Nuclear Science, Volume NS-26,
N° 251, Février 1979, pages 565-575, tente le cadrage
d'images séparées prises à des intervalles de, par exemple,
15 une semaine, où l'une des images est prise lors de la ten-
sion créée par un exercice, et l'autre en l'absence d'une
telle tension. Le procédé décrit dans cet article nécessite
une interaction de la part de l'utilisateur, contrairement
aux techniques automatiques de la présente invention.

20 En conséquence, la présente invention a pour objet
un moyen permettant de détecter le mouvement du corps entre
des vues successives dans un système de balayage à vues
multiples.

25 La présente invention a pour autre objet un moyen
et un procédé pour corriger des données d'image afin d'éli-
miner les erreurs dues au mouvement du corps pendant la
collecte des données.

30 La présente invention a encore pour objet un
système d'imagerie d'un type produisant une multitude de
matrices de données X-Y représentant des vues en projection
d'un objet pour la reconstruction tomographique ultérieure
de tranches axiales de l'objet. Le mouvement détecté peut
être éliminé en décalant ultérieurement de façon appropriée
la donnée pour l'aligner avec une donnée antérieure, ou vice
35 versa. Dans un mode de réalisation de l'invention, toutes

les valeurs de brillance, parallèles aux axes X de deux vues se succédant, sont additionnées pour développer deux ensembles à une dimension contenant une information sur le diagramme de brillance dans la direction Y. L'un des deux ensembles à une dimension est décalé, et les deux ensembles à une dimension sont multipliés, élément d'image par élément d'image, et les produits sont additionnés pour fournir une mesure de similarité entre les diagrammes de brillance dans les deux ensembles à une dimension. Des décalages répétés produisent une fonction de corrélation liée à la position de décalage à laquelle ils se produisent. La position produisant un maximum dans la fonction de corrélation est une bonne indication de la valeur du mouvement se produisant entre les deux vues. On peut utiliser le mouvement détecté pour signaler à l'opérateur que la donnée est défectueuse, ou pour permettre un alignement automatique de toutes les données provenant d'un balayage. On peut exécuter un traitement identique en faisant la somme des données parallèle à l'axe Y afin de détecter et de corriger le mouvement suivant l'axe X, dans certains cas limités.

Pour détecter les décalages dans la direction Y (axial), on obtient un ensemble de valeurs à une dimension en additionnant, pour chaque valeur de Y, toutes les valeurs des éléments d'image dans la direction X. Cet ensemble est ainsi une séquence de valeurs en fonction de Y. Dans le cas d'images d'une projection idéale, les valeurs de cet ensemble ne sont pas fonction de l'angle de vision par rapport à l'axe de rotation auquel la donnée est acquise. Ainsi, la donnée dans l'ensemble Y est la même, quel que soit l'angle de vision. Dans le cas de la tomographie par émission, où les effets de l'atténuation des photons sont importants, il y a des différences dans les valeurs de l'ensemble Y en fonction de l'angle de vision. Cependant, comme la comparaison s'effectue entre une image d'une vue et l'image suivante, le procédé de détection fonctionne également de

façon fiable dans ce cas.

Pour détecter les décalages dans la direction X (tangentielle), un ensemble à une dimension de valeurs est obtenu en additionnant, pour chaque valeur de X, toutes les valeurs des éléments d'image dans la direction Y. Cet ensemble est ainsi une suite de valeurs en fonction de X. Pour le cas d'images idéales de projection, les valeurs de cet ensemble changent généralement de façon considérable en fonction de l'angle de vision. Tout point unique dans l'espace-objet produit une variation sinusoïdale dans la direction X en fonction de l'angle de vision. Des images complexes produisent ainsi des ensembles de valeurs qui ne font pas l'objet d'une bonne corrélation entre une vue et la vue suivante. Ainsi, en général, on ne peut utiliser le procédé décrit pour détecter des décalages d'objet dans la direction X. Cependant, on a trouvé que, s'agissant de la tomographie à émission, on rencontre souvent le cas où il y a essentiellement une source distribuée d'activité. Dans ce cas, le procédé de corrélation fonctionne bien en ce sens qu'il produit une valeur pour le décalage de données entre une vue et la vue suivante. On compare alors ce décalage au déplacement sinusoïdal attendu et la différence fournit une mesure du patient dans la direction X.

En bref, La présente invention fournit un système d'imagerie d'un type produisant une multitude de matrices X-Y représentant des vues en projection d'un objet pour une reconstruction ultérieure utilisant des parties de la multitude de vues. Le système d'imagerie fait appel aux techniques de corrélation pour déterminer la valeur du mouvement suivant les axes X et Y. Le mouvement détecté peut être éliminé par un décalage ultérieur approprié de la donnée afin de l'aligner avec une donnée antérieure, ou vice versa. Dans un mode de réalisation de l'invention, toutes les valeurs de brillance parallèles aux axes X de deux vues sont additionnées afin de développer deux ensembles à une dimen-

sion contenant une information sur les diagrammes de brillance dans la direction Y. L'un des deux ensembles à une dimension est décalé, et les deux ensembles à une dimension sont multipliés, élément d'image par élément d'image, et les produits sont additionnés pour fournir une mesure de similarité entre les diagrammes de brillance dans les ensembles à une dimension. Des décalages répétés produisent une fonction de corrélation, dont le maximum est une bonne approximation de la valeur du mouvement se produisant entre les deux vues. On peut utiliser le mouvement détecté pour signaler à l'opérateur que la donnée est défectueuse ou pour permettre un alignement automatique de toutes les données provenant d'un balayage. On peut exécuter un processus identique suivant l'axe Y pour détecter et corriger tout mouvement suivant l'axe X, dans certains cas limités.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, on prévoit un dispositif dans un système d'imagerie pour corriger un mouvement inter-vue, comprenant: un moyen pour recueillir des première et seconde vues d'un objet, ces première et seconde vues étant prises à partir de premier et second angles différents, chacune des première et seconde vues comportant au moins l'une des M rangées et N colonnes d'une donnée sur la brillance de l'image, un moyen pour comparer un premier diagramme des données de brillance d'image en provenance de la première vue à un second diagramme correspondant des données de brillance d'image provenant de la seconde vue afin de produire un coefficient contenant une information sur une similarité entre eux, le moyen de comparaison comprenant un moyen pour appliquer un décalage à l'un des premier et second diagrammes pour une multitude de positions afin de produire une multitude des coefficients, un à chacune de la multitude de positions, et un moyen lié à la multitude de coefficient pour déterminer une valeur du décalage donnant une similarité maximum.

Selon une caractéristique de la présente inven-

tion, on prévoit un procédé pour corriger le mouvement inter-vue dans un système d'imagerie, comprenant les étapes consistant à : recueillir des première et seconde vues d'un objet à partir de premier et second angles différents, respectivement, chacune des première et seconde vues comportant au moins l'une de M rangées et N colonnes de données sur la brillance de l'image, comparer un premier diagramme de données de brillance de l'image provenant de la première vue à un second diagramme correspondant des données sur la brillance de l'image provenant de la seconde vue afin de produire un coefficient contenant une information sur la similarité entre eux, l'étape de comparaison comportant l'application d'un décalage à l'un des premier et second diagrammes jusqu'à une multitude de positions afin de produire une multitude de coefficients, un coefficient pour chacune des positions de la multitude, et déterminer, sur la base de la multitude de coefficients, une valeur de décalage donnant la similarité maximum.

La description qui va suivre se réfère aux figures annexées qui représentent respectivement :

Figure 1, un schéma simplifié d'un système d'imagerie tomographique par émission ;

figure 2, un schéma auquel on se reportera lors de la description de la manière avec laquelle on construit un sinogramme à partir de portions d'une multitude de vues dans le système d'imagerie tomographique de la figure 1 ;

figures 3A-3C, des courbes simplifiées de brillance auxquelles on se reportera dans l'explication de la technique de corrélation employée dans la présente invention;

figure 4, la fonction de corrélation des courbes simplifiées de brillance des figures 3A-3C ;

figure 5, un schéma représentant la technique de corrélation utilisée pour obtenir la donnée de décalage dans deux vues se succédant ;

figure 6, un ensemble de courbes représentant

comment on peut analyser la donnée de corrélation obtenue dans le dispositif de la figure 5 pour détecter le décalage devant être appliqué à l'une des images ;

figure 7, un schéma fonctionnel sous forme de
5 blocs d'un système d'imagerie employant un mode de réalisation de la présente invention.

En figure 1, un patient 10 est supporté d'une manière non représentée au centre d'un trajet de balayage 12 parcouru par un détecteur plan 14 de rayons gamma. Dans la
10 préparation du balayage, le patient 10 reçoit une injection d'une substance radioactive ayant une affinité étroite pour un organe 16 du corps, pour lequel on désire obtenir des données d'image. La substance radioactive se propage de manière préférentielle jusqu'à l'organe 16, ce qui fait de
15 cet organe une source radioactive, comme cela est indiqué par des rayons 18. Bien que les rayons 18 rayonnent dans toutes les directions, le détecteur 14, comme cela est classique, ne répond qu'aux rayons arrivant pratiquement perpendiculairement à son plan.

20 Dans l'une de ses positions, représentée en trait plein, le détecteur 14 détecte un ensemble rectangulaire M x N de densités de rayonnement, chaque densité représentant un élément d'une image plane qu'on peut ultérieurement afficher sur un dispositif de visualisation approprié. M et N sont
25 conventionnellement égaux l'un à l'autre et sont couramment de 64 x 64 ou de 128 x 128 éléments d'image. Chaque image est appelée une vue. Les valeurs recueillies des éléments d'image de la vue sont transmises à un ordinateur 20 pour stockage et traitement ultérieurs, comme on l'expliquera.

30 Après avoir complété une vue, le détecteur 14 avance pas à pas sur le trajet de balayage 12 par incréments d'angle prédéterminés jusqu'à une position illustrée en tirets, où il répond seulement au rayonnement tombant perpendiculairement à son plan, représenté par un rayon 18 en
35 tirets. La vue obtenue dans cette position est de même

- 11 -

transmise à l'ordinateur 20. Ce processus s'effectue en déplaçant le détecteur 14 suivant des angles égaux, sur un arc de 180 degrés ou de 300 degrés autour du patient 10, avec une prise de vue à chaque position, et en stockant des données dans l'ordinateur 20. Les pas angulaires peuvent être, d'environ 5,6 degrés de manière à produire 64 vues pour un angle de 360 degrés. Il est classique de prendre autant de vues sur 360 degrés qu'il y a d'éléments d'image dans une dimension d'une vue.

Pour la description faite ultérieurement, on définit un axe Y comme étant un axe du détecteur 14 parallèle à l'axe de rotation 22 de ce détecteur. On définit un axe X comme l'axe du détecteur 14 perpendiculaire à l'axe Y.

En liaison maintenant avec la figure 2, on a représenté une vue 24 par un ensemble rectangulaire de rangées horizontales 26 et de colonnes verticales 28. Bien que les vues réelles 24 emploient classiquement 64 x 64 ou 128 x 128 éléments d'image, la réduction du nombre d'éléments d'image à un ensemble 8 x 8 diminue la complexité du dessin sans gêner la compréhension du processus décrit. La troisième rangée 26 des vues consécutives 24 forme le reste des rangées de l'image du sinogramme 30. La donnée dans le sinogramme est alors utilisée pour reconstruire une image des tranches transaxiales en employant des techniques de reconstruction classiques telles que, par exemple, une projection par diffusion filtrée. On peut construire de cette façon autant d'images des tranches transaxiales qu'il y a de rangées 26.

Comme la collecte des données dans les vues successives 24 est séparée d'un laps de temps substantiel, le mouvement du corps dont on fait une image peut déplacer la donnée d'une vue 24 par rapport à celle des vues 24 voisines. Il en résulte qu'une image transaxiale créée à partir de la donnée d'un sinogramme peut être floue ou peut comporter des éléments ouvrés d'image dus au mouvement qui

- 12 -

conduisent à un diagnostique manqué ou faux.

On a découvert qu'on peut utiliser la donnée d'image dans des vues successives pour déterminer la valeur du mouvement se produisant entre elles, et on peut employer
5 l'information ainsi obtenue pour corriger la donnée et éliminer les effets d'un tel mouvement.

Comme le détecteur plan 14 de rayons gamma (figure 1) avance pas par pas entre une position et la position suivante, les vues adjacentes 24, bien que différentes,
10 restent assez semblables quant au diagramme de brillance à celle qui précède. La similarité est suffisamment grande pour qu'il soit possible d'utiliser les techniques de corrélation croisées entre vues adjacentes 24 pour détecter la présence d'un mouvement entre les deux vues 24, et déter-
15 miner l'amplitude de ce mouvement.

En liaison avec la figure 3A, on a représenté un diagramme simplifié de brillance pour une succession d'éléments d'image dans une colonne de vue N, la brillance étant limitée à un maximum de quatre niveaux. Les second et
20 septième éléments d'image ont une brillance égale à deux; le quatrième élément d'image une brillance égale à quatre, et tous les autres éléments d'image une brillance égale à un. Une image réelle comporte beaucoup plus d'éléments d'image et beaucoup plus de niveaux de brillance.

En liaison maintenant également avec la figure 3B, on a illustré un diagramme de brillance correspondant dans la vue N+1, où il ne s'est produit aucun décalage de l'image. On remarquera que le diagramme de brillance et d'obscurité de la figure 3B est semblable, mais non iden-
25 tique, à celui de la figure 3A. Plus précisément, les pointes se produisent dans des éléments d'image correspondants.
30

Le problème, et une solution suggérée, sont illustrés en figure 3C, laquelle représente la vue N+1 dans
35 laquelle la donnée a été décalée de deux éléments d'image

- 13 -

vers la droite. Dans le diagramme décalé, la pointe dans l'élément d'image 6, par exemple, est mal placée. Supposons que ces ensembles à une dimension représentent les ensembles de valeurs qu'on obtient lorsqu'on fait l'addition dans la direction X des images des vues de projection. Alors, la dimension en abscisse, "élément d'image" EI des figures 3A-3C, correspond à la dimension Y décrite précédemment. Comme on l'a discuté dans la description du sinogramme, la donnée qu'on utilise pour reconstruire une tranche trans-axiale particulière provient de la même rangée Y dans toutes les images des vues. Si la donnée de la figure 3A représente la position Y correcte, alors celle de la figure 3C illustre la donnée provenant d'une image dans laquelle l'objet dont on fait l'image s'est décalé dans la direction Y par rapport à l'emplacement correct. Si on essaie une reconstruction des tranches transaxiales en utilisant une telle donnée décalée par mouvement, la donnée choisie à partir de la figure 3C sera incorrecte pour cette tranche particulière du corps. Au lieu de cela, on choisira la donnée provenant d'une autre tranche.

La solution suggérée provient du fait que, bien que le diagramme de la figure 3C soit décalé de deux éléments d'image vers la droite, sa forme n'est pas néanmoins tout à fait semblable à celle du diagramme de l'image précédente en figure 3A. On a utilisé cette similarité des formes pour découvrir jusqu'où on doit décaler le diagramme de la figure 3C pour trouver la meilleure adaptation avec le diagramme de la figure 3A. La valeur du décalage ainsi détecté peut alors être appliquée à la donnée stockée numériquement pour aligner les images qui correspondent à la donnée décalée de la figure 3C avec celles correspondant à la donnée de la figure 3A, comme s'il ne s'était produit aucun décalage. Cela élimine les éléments de mouvement des images des tranches transaxiales reconstruites à partir de cette donnée.

Pour poursuivre la description, si les positions de tous les éléments d'image de la figure 3C sont décalées de plusieurs éléments vers la droite ou vers la gauche et que la valeur de la brillance de chaque élément d'image dans le diagramme décalé de la figure 3C est multipliée par la valeur de la brillance de chaque élément d'image correspondant de la figure 3A, et qu'on additionne les produits de toutes les multiplications, la somme donne une mesure de la similarité entre les deux diagrammes. Lorsque le décalage appliqué est tel que les diagrammes sont adaptés de manière des plus étroites, on trouve un maximum pour la somme. Cela correspond au déplacement du diagramme décalé de la figure 3C jusqu'à la position occupée par le diagramme non décalé de la figure 3B.

En liaison maintenant également avec la figure 4, on a illustré les sommes des produits pour les diagrammes simplifiés des figures 3A et 3C pour des décalages allant de -3 à +3 éléments d'image. On remarquera que la somme trouvée avec un décalage de -2 éléments d'image est sensiblement supérieure à toutes les autres sommes. On devait s'y attendre car le diagramme de la figure 3C est décalé de deux éléments d'image dans le sens positif (vers la droite). On peut utiliser la pointe à un décalage de -2 tant pour indiquer la présence d'un mouvement inter-vue que pour fournir une donnée pour la correction automatique de la donnée pour décaler le mouvement et restaurer la qualité de l'image qu'on aurait obtenue s'il ne s'était produit aucun mouvement.

Les diagrammes de brillance des figures 3A-3C sont beaucoup plus simples qu'une image réelle. De plus, la description simplifiée ignore la possibilité de mouvement dans les deux dimensions.

En liaison maintenant avec la figure 5, on a représenté le procédé pour l'image plus complexe rencontrée dans un monde réel. On conservera la simplification que permet la limitation des dimensions de la vue 24 à 8 x 8

- 15 -

éléments d'image dans la description suivante. Les valeurs de brillance de tous les éléments d'image dans chaque rangée 26 de la vue N sont additionnées pour produire un ensemble 32 de sommation à une dimension X. On exécute une opération
5 similaire sur chaque rangée 26 de la vue N+1. Les deux ensembles 32 de sommation X sont décalés, puis multipliés, élément d'image par élément d'image, dans un corrélateur Y, 34, de la manière décrite en liaison avec les figures 3A-3C, afin de détecter l'apparition d'une pointe. Le décalage
10 auquel on détecte une telle pointe indique la valeur du mouvement suivant l'axe Y se produisant entre les vues N et N+1. Un signal de décalage Y contenant cette information sort sur une ligne 36. En dehors de son utilité pour indiquer la présence du mouvement, le signal de la ligne 36 peut
15 également être employé pour l'alignement d'éléments d'image correspondants suivant l'axe Y dans les vues N et N+1 comme si aucun mouvement ne s'était produit.

D'une façon similaire, les valeurs de brillance dans chaque colonne 28 de la vue 24 des vue N et N+1 sont
20 additionnées pour produire deux ensembles 38 de sommation Y qui sont décalés, multipliés et additionnés dans un corrélateur X, 40, pour produire un signal sur une ligne 42 indiquant la valeur du mouvement suivant l'axe X entre les vues N et N+1.

25 Le nombre maximum des éléments d'image sur lesquels on tente un décalage peut varier dans des applications différentes. Plus le nombre des éléments d'image pour lesquels on entreprend la recherche d'une pointe est petit, plus le traitement est rapide. Avec une dimension d'élément
30 d'image d'environ 1/2 centimètre, on a découvert qu'un mouvement dépassant environ 10 éléments d'image (de l'ordre de 5 cm) se produit très rarement. Cependant, dans le cas où il se produit, il est tellement important qu'il est probablement préférable de recommencer l'imagerie. Ainsi, pour
35 rendre la description plus concrète, et sans avoir pour

- 16 -

intension de la limiter, on emploie un décalage allant de -10 à +10 éléments d'image dans la technique de corrélation de la présente invention.

Il est peu probable que le mouvement réel entre vues soit égal à un nombre entier d'éléments d'image. Plus précisément, le décalage peut être, par exemple, de 2,7 éléments d'image suivant l'axe X et de 5,3 éléments d'image suivant l'axe Y. On a découvert que la détection du mouvement jusqu'à une fraction d'élément d'image est valable pour l'établissement de la valeur exacte du décalage à appliquer à une vue.

En liaison maintenant avec la figure 6, on a représenté un histogramme de corrélation dans lequel la valeur 44 de corrélation la plus élevée, représentée en hachures horizontales, est flanquée de chaque côté par des valeurs de corrélation contiguës 46, indiquées par des hachures en diagonale. On emploie une courbe d'ajustement pour la valeur de corrélation la plus grande, 44, et la valeur contiguë de corrélation 46, dont la pointe 50 indique la position du décalage donnant la valeur de corrélation maximum.

En liaison maintenant avec la figure 7, un système d'imagerie, illustré dans ses grandes lignes par la référence 52, emploie les techniques venant d'être décrites. Le système d'imagerie 52 comporte un dispositif 54 de collecte des données de base tel que, par exemple, un détecteur plan 14 de rayons gamma (figure 1) animé d'un mouvement de balayage pas par pas autour d'un patient (non représenté pour collecter un ensemble de $M \times N$ points de données à chaque position de balayage afin de produire une image d'une vue. Un calculateur de décalage X-Y, 56, qui peut fonctionner de la manière indiquée en figures 2-6, produit des signaux de décalage X et Y pour application à un module de décalage 58. Bien qu'on puisse employer d'autres techniques dans le mode de réalisation préféré de l'invention, la donnée sur la

(N+1)^{ème} vue est décalée de la manière décrite, de manière à l'aligner avec la N^{ème} vue. Ainsi, après la seconde vue, la N^{ème} vue peut elle-même être une vue décalée. Lors du traitement de chaque vue, elle est ainsi alignée avec toutes
5 les vues précédentes entre la première et l'avant-dernière.

La donnée corrigée ainsi produite est transmise à un module de stockage ou de visualisation 60 pour les fonctions indiquées.

Il n'est pas nécessaire que les fonctions effectuées en figure 7, ou les fonctions de correction décrites
10 antérieurement soient calculées pendant la collecte des données. Au contraire, et cela constitue le mode de réalisation préféré, la donnée due à toutes les vues est collectée et stockée. Le décalage est effectué séparément. Il peut
15 être avantageux, mais cela ne présente aucun intérêt pour la présente invention, de stocker en permanence la donnée non décalée d'origine. La présente invention n'empêche pas un tel stockage permanent et l'obtention de la donnée d'image, corrigée en mouvement, en provenance de ce stockage.

Lorsque les images sont recueillies sur un arc de 360 degrés, la somme de tous les décalages image à image doit être égale à zéro. Des erreurs peuvent se produire dans les calculs des valeurs de décalage, rendant la somme des déplacements différente de zéro. Les déplacements calculés
25 dans le calculateur 56 peuvent être totalisés pour toutes les images pour un arc de 360 degrés et tout écart par rapport à zéro être stocké comme valeur d'erreur. On peut alors employer la valeur d'erreur dans le module de stockage ou de visualisation pour obtenir un décalage de polarisation
30 appliqué à la donnée provenant de toutes les vues après la première vue. La première vue reste non décalée et la donnée provenant des vues restantes est décalée conformément aux résultats du calcul dans le calculateur 56 plus ou moins le décalage de polarisation.

35 Les techniques précédentes emploient la donnée

relativement bruyante dans une vue pour comparaison à la donnée de la vue précédente afin de déterminer la valeur de la correction nécessaire. On a découvert qu'une amélioration de la correction de l'image peut être obtenue en agissant
5 sur la donnée collectée dans un processus à quatre étapes qui permet d'utiliser l'ensemble complet des données collectées dans un balayage complet pour fournir des ensembles d'images sensiblement exemptes de bruit sur lesquelles on peut exécuter les techniques de détection de mouvement,
10 éventuellement couplées aux techniques de correction de mouvement.

Au lieu de corriger le mouvement du patient sur chaque vue comme on l'a décrit précédemment, la technique perfectionnée emploie l'ensemble complet des données d'origine pour produire, par projection par transparence, la
15 reconstruction des tranches transaxiales et leur nouvelle projection, une vue de référence étant liée à chaque vue dont le mouvement doit être corrigé. On peut employer des techniques de pondération lors d'un tel traitement pour
20 simuler les effets de l'atténuation. Comme chaque vue de référence comprend des contributions de l'ensemble entier des données plutôt que d'une seule vue, le bruit dans la valeur de référence est sensiblement réduit.

L'opération de correction de mouvement procède à
25 la comparaison de la vue présente avec sa vue appropriée de référence pour déterminer la valeur du mouvement de correction nécessaire. Plus précisément, si on agit sur la vue N pour déterminer un décalage nécessaire, l'autre vue correspondant à la vue N est employée pour la comparaison. Comme
30 la vue de référence N est sensiblement exempte de bruit, et qu'on peut tenir compte des effets de l'atténuation dans son traitement, l'effet du bruit ou de l'atténuation sur la détermination du décalage est sensiblement réduit. La donnée stockée finale peut être affichée de la manière décrite.

35 La technique perfectionnée précédente fonctionne

sur la même base de données des vues recueillies que la technique décrite en premier lieu. On trouve la différence dans les étapes supplémentaires de traitement qui précèdent l'opération de correction. Comme précédemment, l'ensemble
5 des données brutes collectées peut être conservé pour emploi ultérieur. De fait, on envisage qu'un seul ensemble de données soit employé pour l'une ou l'autre des techniques ou pour les deux techniques sans nécessiter une nouvelle présence du patient.

10 Dans certaines situations d'imagerie, l'information désirée peut être accompagnée d'une importante information de fond qui est constante, ou varie légèrement, spatialement. Il peut être utile d'estimer une telle composante de fond du signal et de soustraire l'estimation de la donnée
15 d'image avant d'exécuter les calculs et déplacements de la figure 7.

REVENDICATIONS

1. Dispositif pour corriger un mouvement inter-vues dans un système d'imagerie (52), caractérisé en ce qu'il comprend :

5 un moyen (54) pour recueillir des première et second vues (24) d'un objet ;

les première et seconde vues étant prises à partir de premier et second angles différents ;

10 chacune des première et seconde vues comportant au moins l'une de M rangées (26) et de N colonnes (28) de données sur la brillance des images ;

un moyen pour comparer un premier diagramme de la donnée sur la brillance de l'image provenant de la première vue à un second diagramme correspondant de la donnée sur la
15 brillance de l'image provenant de la seconde vue afin de produire un coefficient contenant une information sur une similarité entre eux ;

le moyen de comparaison comprenant un moyen (56) pour appliquer un décalage à l'un des premier et second
20 diagrammes jusqu'à une multitude de positions afin de produire une multitude des coefficients, un pour chacune des positions de la multitude de positions ; et

un moyen lié à la multitude de coefficients pour déterminer une valeur du décalage conduisant à la similarité
25 maximum.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le moyen de comparaison comprend :

un premier moyen pour additionner une brillance de chaque élément d'image dans l'une de chaque rangée (26) ou
30 de chaque colonne (28) de la première vue (N) pour produire un premier ensemble de sommation à une dimension (32 ; 38) ;

un second moyen pour additionner une brillance de chaque élément d'image dans l'une de chaque colonne ou de chaque rangée dans la seconde vue (N+1) pour produire un
35 second ensemble de sommation à une dimension (38 ; 32) ;

un moyen (34 ; 40) pour multiplier les valeurs de brillance d'éléments correspondants dans les premier et second ensembles de sommation à une dimension afin d'obtenir une multitude de produits; et

5 un moyen (34 ; 40) pour additionner la multitude de produits et obtenir ledit coefficient.

3. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend en outre un moyen (58) répondant à la valeur du décalage pour décaler l'une des première et
10 seconde vues suivant une quantité liée à la valeur de ce décalage.

4. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le moyen pour déterminer une valeur du décalage comporte un moyen pour ajuster une courbe à une multitude desdits coefficients, une pointe de la courbe représentant ladite valeur.
15

5. Dispositif selon la revendication 4, caractérisé en ce que la multitude des coefficients comporte un coefficient maximum et des premier et second coefficients adjacents à ce maximum.
20

6. Procédé de correction d'un mouvement inter-vues dans un système d'imagerie, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes consistant à :

recueillir des première et seconde vues d'un objet
25 à partir de premier et second angles différents, respectivement, chacune des première et seconde vues comportant au moins l'une de M rangées et N colonnes de données sur la brillance de l'image ;

comparer un premier diagramme des données sur la
30 brillance de l'image provenant de la première vue à un second diagramme correspondant des données sur la brillance de l'image provenant de la seconde vue pour produire un coefficient contenant une information sur une similarité entre eux ;

35 l'étape de comparaison comprenant l'application

d'un décalage à l'un des premier et second diagrammes jusqu'à une multitude de positions afin de produire une multitude des coefficients, un pour chacune des positions de la multitude de positions ; et

- 5 déterminer, sur la base de la multitude de coefficients, une valeur du décalage donnant la similarité maximum.

7. Procédé selon la revendication 6, caractérisé en ce que l'étape de comparaison comprend les étapes consistant à :

10 additionner une brillance de chaque élément d'image de l'une de chaque rangée ou de chaque colonne dans la première vue pour produire un premier ensemble de sommation à une dimension ;

- 15 additionner une brillance de chaque élément d'image de l'une de chaque rangée ou chaque colonne dans la seconde vue pour produire un second ensemble de sommation à une dimension ;

20 multiplier les valeurs de brillance d'éléments correspondants dans les premier et second ensembles de sommation à une dimension afin d'obtenir une multitude de produits ; et

 additionner la multitude de produits afin d'obtenir ledit coefficient.

- 25 8. Procédé selon la revendication 6, caractérisé en ce qu'il comprend en outre l'étape consistant à décaler la première ou la seconde vue d'une quantité liée à la valeur du décalage.

9. Procédé selon la revendication 6, caractérisé en ce que l'étape de détermination d'une valeur du décalage comporte l'étape d'ajustement d'une courbe à une multitude desdits coefficients, une pointe de la courbe représentant ladite valeur.

- 30 10. Procédé selon la revendication 9, caractérisé en ce que la multitude desdits coefficients comporte un

- 23 -

maximum et des premier et second coefficients adjacents à ce maximum.

11. Dispositif pour la correction d'un mouvement inter-vues dans un système d'imagerie, caractérisé en ce qu'il comprend :

un moyen pour recueillir et stocker une multitude de vues originales d'un objet prises dans un cercle l'entourant ;

chacune des vues originales comportant M rangées et N colonnes de données sur la brillance de l'image ;

un moyen pour procéder à une projection par transparence de la multitude de vues originales pour produire un ensemble de données à trois dimensions représentant l'objet ;

un moyen pour procéder à une projection par transparence de l'ensemble de données à trois dimensions afin de Produire une multitude de vues de référence ;

chacune des vues de référence comportant M rangées et N colonnes correspondant aux vues originales,

chacune des vues originales ayant une vue correspondante de référence ;

un moyen pour comparer un premier diagramme de la brillance de l'image provenant d'une première vue originale à un second diagramme de la brillance de l'image provenant de sa vue de référence pour produire un coefficient contenant une information sur une similarité entre eux ;

le moyen de comparaison comportant un moyen pour appliquer un décalage au premier diagramme jusqu'à une multitude de positions afin de produire une multitude desdits coefficients, un coefficient pour chaque position de la multitude desdites positions ; et

un moyen lié à la multitude de coefficients pour déterminer une valeur du décalage donnant la similarité maximum.

12. Procédé pour corriger le mouvement inter-vues dans un système d'imagerie, caractérisé en ce qu'il comprend

- 24 -

les étapes consistant à :

- recueillir et stocker une multitude de vues originales d'un objet prises suivant un cercle l'entourant;
- chacune des vues originales comportant M rangées
- 5 et N colonnes de données sur la brillance de l'image ;
- procéder à une projection par transparence de la multitude de vues originales pour produire un ensemble de données à trois dimensions représentant l'objet ;
- procéder à une projection par transparence de
- 10 l'ensemble de données à trois dimensions pour produire une multitude de vues de référence ;
- chacune des vues de référence comportant M rangées et N colonnes correspondant aux vues originales ;
- chacune des vues originales ayant une vue corres-
- 15 pondante de référence ;
- Comparer un premier diagramme de la brillance de l'image provenant d'une vue originale à un second diagramme de brillance de l'image provenant de sa vue de référence pour produire un coefficient contenant une information sur
- 20 une similarité entre eux ;
- appliquer un décalage au premier diagramme jusqu'à une multitude de positions afin de produire une multitude desdits coefficients, un coefficient pour chaque position de la multitude de positions ; et
- 25 déterminer à partir de la multitude de coefficients une valeur du décalage indiquant la similarité maximum.

